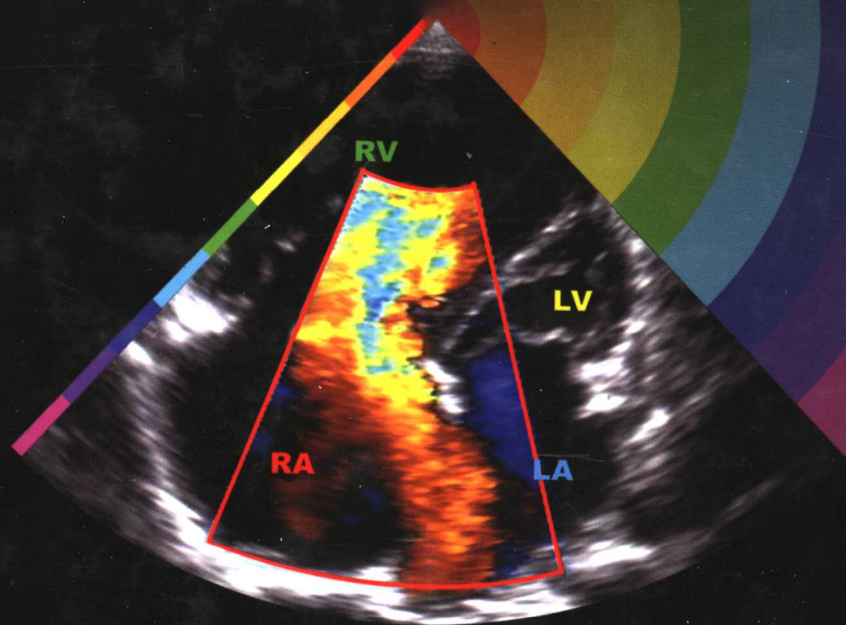


主 编 杜国庆 薛竞宜

# 实用临床超声心动图学

PRACTICAL AND CLINICAL ECHOCARDIOGRAPHY



# 实用临床超声心动图学

杜国庆 薛竞宜 主编

---



辽宁科学技术出版社

沈阳

### 图书在版编目 (CIP) 数据

实用临床超声心动图学 / 杜国庆, 薛竞宜主编. — 沈阳: 辽宁科学技术出版社, 2005.9

ISBN 7-5381-4526-5

I. 实... II. ①杜... ②薛... III. 超声心动图

IV. R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2005) 第 086088 号

---

出版发行: 辽宁科学技术出版社

(地址: 沈阳市和平区十一纬路 25 号 邮编: 110003)

印刷者: 辽宁印刷集团美术印刷厂

经销者: 各地新华书店

幅面尺寸: 184mm × 260 mm

印 张: 13.25

字 数: 200 千字

印 数: 1~2 000

出版时间: 2005 年 9 月第 1 版

印刷时间: 2005 年 9 月第 1 次印刷

责任编辑: 宋纯智

封面设计: 刘 枫

版式设计: 于 浪

责任校对: 周 文 王春茹 刘 庶

---

定 价: 64.00 元

联系电话: 024-23284360

邮购热线: 024-23284502 23284357

E-mail: lkzsb@mail.lnpgc.com.cn

http://www.lnkj.com.cn

## 内容提要

本书详细介绍了多种超声心动图方法（M型超声、二维超声、频谱多普勒、彩色多普勒血流显像、多普勒组织成像、经食管超声心动图）在心血管疾病的诊断和治疗中的综合应用。全书共分十六章三十七节，主要内容包括超声诊断原理、正常心脏解剖、心脏超声诊断基础、心血管疾病的超声诊断、经食管超声心动图的应用、无创心功能测定方法、超声心动图在介入治疗中的应用、超声诊断新技术的进展及应用等。

本书附图270余幅，绝大部分是由作者亲自采集的病例，图像清晰，诊断可靠，科学性强。本书由浅入深地进行剖析，更加便于理解，可作为各级心脏超声诊断专业人员和心脏内科医生的重要参考书籍。

**主 编** 杜国庆 薛竞宜

**副主编** 殷哲煜 孙建男 董宪普

**编 者** （以姓氏笔画为序）

王玉霞 中国医科大学附属第四医院

孙建男 黑龙江省大庆油田总医院

张令宇 中国医科大学附属第一医院

杜国庆 哈尔滨医科大学附属第二医院

具海月 中国医科大学附属第一医院

祝丽娟 哈尔滨医科大学附属第五医院

殷哲煜 哈尔滨医科大学附属第四医院

董宪普 中国医科大学附属第一医院

薛竞宜 哈尔滨医科大学附属第一医院

## 作者名单

## 序

近年来,随着超声仪器的不断更新,超声新技术的层出不穷,为传统的超声心动图赋予了旺盛的生命力。如何将这些新技术、新观点与传统的超声心动图技术相结合,已成为临床与超声之间的主要障碍。杜国庆、薛竞宜等中青年一线医生查阅了大量最新文献和有关超声心动图专著,并结合自己的临床实践,为大家奉献出一本既新颖又实用的超声心动图参考书。

该书不仅阐述了传统超声心动图技术的主要特点,而且还着重地介绍了近些年发展起来的经食管超声、血管内超声、负荷超声心动图、心肌声学造影、彩色室壁定量分析、多普勒组织成像、实时三维成像、心肌组织定征等新技术的原理、方法、临床应用价值和注意事项等内容,同时还详细阐述了临床最为关心的心功能测定、超声在介入治疗中的应用和急诊床旁超声等有关内容。该书文字简练、图文并茂、实用性强,适合于超声心动图专业和临床医生阅读参考。我相信该书的出版将对普及我国的超声诊断技术起到独特的促进作用。

哈尔滨医科大学附属第二医院

田家玮

2005年6月于冰城

## 前 言

随着现代临床医学诊断技术的迅猛发展,心脏超声技术发生了多次革命性飞跃。超声心动图具有无创性、准确性、可重复性、实时动态性等优点,而且费用低廉、操作简便易行。目前,心脏超声诊断技术已在各级医院得到普及,除常规应用于诊断科室外,该技术已扩展到手术室、心导管室,用于术中及介入治疗过程中的检测和监测。

由于对心血管疾病的认识不断深化和心脏超声技术的不断革新,新概念、新理论亦层出不穷,新的诊断技术不断被开发和应用,心脏超声专业工作者迫切需要适应这种发展,迅速掌握并能综合运用心脏超声诊断的一系列新技术。

本书结合作者从事临床与超声工作的经验,详细阐述了各种心血管疾病的病因、病理、血液动力学、临床表现和对应的超声图像特征。

全书共16章,近20万字,270余幅图片,其中包括彩色图片70余幅、黑白图片140余幅、示意图60余幅。第1~3章主要介绍超声心动图的基本原理和诊断基础;第4~12章主要介绍除先天性心脏病以外的目前超声心动图所能诊断的各种心血管疾病;第13~16章包括临床医生最关心的心功能测定、新技术原理和应用范围以及在介入治疗中的应用。

该书取材广泛,图文并茂,所用图片均为作者亲自采集整理,且经导管介入手术、外科手术及病理证实。书中内容简洁明了、新颖实用,有助于引导基层超声医生改善知识结构、拓宽临床思维、优化诊断思路,从而达到诊断结论准确、全面的目的。本书对其他从事临床工作的医生及医学院校的学生也有较大的参考价值。

本书的出版得到了超声界前辈和同仁的大力支持,并对本书提出了许多宝贵意见和建议;此外,本书示意图(线条图及解剖图)均由中国医科大学医美室徐国成、韩秋生及刘枫三位老师精心绘制,在此一并表示衷心感谢。由于水平有限,难免疏漏,恳请广大读者和同仁批评指正。

杜国庆 薛竞宜

2005年6月

## 目 录

<b>第一章 超声诊断的物理基础及技术原理</b> .....	1
<b>第一节 超声波的物理基础</b> .....	1
一、超声物理的基本概念 .....	1
二、超声的物理性质 .....	2
<b>第二节 多普勒超声的基本原理及种类</b> .....	6
一、多普勒方程 .....	6
二、脉冲波多普勒技术 .....	7
三、连续波多普勒技术 .....	10
四、彩色多普勒血流显像 .....	11
<b>第二章 心脏解剖及泵血功能</b> .....	16
<b>第一节 心脏的应用解剖</b> .....	16
<b>第二节 心脏的泵血功能</b> .....	20
<b>第三章 正常心脏超声心动图检查</b> .....	25
<b>第一节 检查部位和检查方法</b> .....	25
<b>第二节 正常心脏超声标准切面图</b> .....	26
一、概述 .....	26
二、正常心脏二维超声心动图 .....	26
三、正常心脏 M 型超声心动图与各参数的测量标准 .....	41
四、正常心脏多普勒超声心动图 .....	44
<b>第四章 冠心病</b> .....	53
<b>第一节 冠心病的超声应用基础</b> .....	53
<b>第二节 缺血心肌的超声诊断</b> .....	56
<b>第三节 心肌梗死及其并发症的超声诊断</b> .....	58
<b>第四节 超声心动图新技术在冠心病诊断中的应用</b> .....	63
一、负荷超声心动图试验 .....	63
二、声学定量和彩色室壁运动分析技术 .....	68
三、心肌声学造影 .....	75
四、血管内超声 .....	82
<b>第五章 心肌病</b> .....	92
<b>第一节 扩张型心肌病</b> .....	92
<b>第二节 肥厚型心肌病</b> .....	95
<b>第三节 限制型心肌病</b> .....	98

第四节	致心律失常型右室心肌病 .....	101
第五节	心肌致密化不全 .....	101
<b>第六章</b>	<b>心脏瓣膜病 .....</b>	<b>104</b>
第一节	二尖瓣疾病 .....	104
第二节	主动脉瓣疾病 .....	111
第三节	三尖瓣疾病 .....	116
第四节	联合瓣膜病 .....	119
<b>第七章</b>	<b>感染性心内膜炎 .....</b>	<b>121</b>
<b>第八章</b>	<b>高血压性心脏病 .....</b>	<b>124</b>
<b>第九章</b>	<b>慢性肺源性心脏病 .....</b>	<b>127</b>
<b>第十章</b>	<b>心包疾病 .....</b>	<b>132</b>
第一节	心包积液 .....	132
第二节	心包填塞 .....	133
第三节	缩窄性心包炎 .....	135
<b>第十一章</b>	<b>主动脉夹层动脉瘤 .....</b>	<b>138</b>
<b>第十二章</b>	<b>心脏占位性病变 .....</b>	<b>142</b>
第一节	心脏肿瘤 .....	142
一、原发性心脏良性肿瘤 .....	142	
二、原发性心脏恶性肿瘤和转移性肿瘤 .....	145	
第二节	心脏血栓形成 .....	146
<b>第十三章</b>	<b>心功能测定 .....</b>	<b>149</b>
第一节	概述 .....	149
第二节	左心室舒张功能 .....	150
第三节	左心室收缩功能 .....	154
第四节	左心房功能 .....	160
第五节	右心功能 .....	160
<b>第十四章</b>	<b>超声心动图在心脏介入性治疗中的应用 .....</b>	<b>165</b>
第一节	经皮穿刺球囊二尖瓣成形术 .....	165
第二节	超声心动图在房间隔缺损封堵术中的应用 .....	168
第三节	超声心动图在室间隔缺损封堵术中的应用 .....	172
第四节	超声心动图在动脉导管未闭封堵术中的应用 .....	175
<b>第十五章</b>	<b>超声心动图新技术在临床的应用 .....</b>	<b>178</b>
第一节	经食管超声心动图 .....	178
第二节	多普勒组织成像 .....	181
第三节	实时三维超声心动图 .....	192
第四节	超声心肌组织定征 .....	198
<b>第十六章</b>	<b>急诊床旁超声心动图在心脏诊疗中心的应用 .....</b>	<b>203</b>



# 超声诊断的物理基础及技术原理

医学超声诊断技术起源于20世纪40年代,自50年代初应用于临床以来,由于其具有操作简便、诊断快速、无创、检查费用低廉等优点,受到临床的广泛认可,因而得以迅猛发展,成为临床医学领域的一门新兴学科。超声诊断仪也从最初的脉冲反射式A型超声诊断仪发展到现在的M型、B型、频谱多普勒、彩色多普勒血流显像等,超声诊断新技术更是层出不穷,如经食道超声心动图、三维超声、声学造影、组织多普勒以及腔内超声等。而要想掌握这门检查方法,必须从了解超声的物理基础开始,才能由浅入深,事半功倍。因此,本章在简述超声物理特性的基础上,还介绍了许多超声实用技术的基本原理。

## 第一节 超声波的物理基础

### 一、超声物理的基本概念

1. 超声波 (ultrasound) 超声波是机械压力波,通常以纵波的形式在弹性介质中传播。超声波的频率范围在 $20\text{kHz}\sim 10^{10}\text{Hz}$ 之间,医用诊断的超声波范围多在 $1\sim 15\text{MHz}$ (兆赫兹)。

2. 振动 振动是指物体沿直线或弧线经过某一中心位置所做的周期性的往复运动。如果将一个处于自然振动状态下的物体的运动轨迹在时间轴上展开,则会得到一条正弦曲线。

3. 机械波 (mechanical wave) 当物体在弹性体中振动时,此振动即可在弹性体中传播。这种机械振动在弹性体中的传播称为机械压力波动或机械压力波,所有声波都属于这种机械压力波,该弹性体通常称作传播介质或介质,振动物体则称作振源。介质质点振动方向和波的传播方向一致的波称为纵波,而振动方向和传播方向垂直的波称为横波。声波是一种纵波。

4. 频率 (frequency) 在单位时间内振动物体所完成的全振动的次数称为频率 ( $f$ ),其单位为赫兹 (Hertz),简称赫 (Hz)。1赫即每秒振动1周,用1Hz表示;kHz代表千赫,即每秒振动一千周;,MHz代表兆赫,即每秒振动一百万周。

5. 周期 (cycle) 振动物体从平衡位置运动到一端再经过平衡位置和另一端回到平衡位置所需要的时间称为周期 ( $T$ )。

6. 声速 (sound velocity) 单位时间内,声波在介质中传播的距离称为声速,通常用 $c$ 表示。介质不同,超声在介质中的声速也不同,超声在不同组织中的传播速度不同,在不同软组织中的传播速度稍有差异,在考虑超声在软组织中传播速度时,我们通常取 $1540\text{m/}$



s。但是在同一介质中，诊断频段的声速可以相同。声波在介质中的传播速度与介质的弹性系数（ $K$ ）和介质密度（ $\rho$ ）有关，前者支配介质内部质点给定位移的力，而后者支配介质内给定的力所产生的加速度，其关系表述如下：

$$c=K/\rho$$

7. 波长（wavelength） 在纵波传播时，两个相邻的压缩区中心点的距离，或两个相邻的稀疏区中心点的距离称为波长（ $\lambda$ ）。在波传播的一个周期时间内，波所传播的距离等于一个波长。

声速、频率、波长和周期是描述波的特性的几个重要物理参数，它们之间的关系可用下式表示：

$$T=1/f \quad f=c/\lambda$$

应当注意的是波所传播的只是振源的振动和振动能量，而介质质点本身只是在其平衡位置附近作来回运动或振动，并没有产生真正的位移。

超声在人体软组织（包括血液、体液）中的声速为 1540m/s；骨与软骨中的声速约为软组织中的 2.5 倍；而在气体中的声速仅为 340m/s。

## 二、超声的物理性质

1. 超声场 超声场是指被超声能量充满的空间范围。声源小，频率低的声波呈球面状传播，称为球面波；声源足够大时，声波呈直线传播称为平面波。超声探头内振动晶片的直径为其振动波长的 20 倍以上，不足以形成完全的平面波，而具有平面波和球面波的中间性质，集中在一个狭小的立体角内发射，即形成一股类似手电筒光束的，并向一定方向传播的超声声束，其近声源侧近似平面波，称为近场，而远离声源侧近似球面波，称为远场（图 1-1-1）。

超声场具有的这种明显的方向性就称为成束性或指向性，它主要与探头晶片的直径及发射频率有关。晶片直径越大，成束性越好，在大于超声波长很多倍时，发射的超声束集中于一个方向，具有明显的方向性，能满足于超声成像及多普勒检查的需要。探头晶片振动频率越高，其成束性亦越好。常用扩散角（ $\theta$ ）作为超声场成束性的指标，它是指声波向周围空间扩散声场两侧边缘所形成的角。它的正弦值  $\sin \theta$  与超声晶片直径（ $D$ ）和波长  $\lambda$  之间的关系如下：

$$\sin \theta = 1.2 \lambda / D$$

从上式可见，当探头晶片直径一定时，晶片振动频率越高亦即波长越小，散射角越小。超声成像技术中，为减少超声的发散，常用不同的方法使声束变窄或聚焦，在焦点区最窄，焦点区后超声束虽然扩散，但也小于非聚焦式的超声束，因而提高了超声束的横向分辨力。

2. 声特性阻抗（acoustic characteristic impedance） 声特性阻抗是反映介质密度和弹性的物理量，用  $Z$  表示。定义为介质密度  $\rho$  和介质中声传播速度  $c$  的乘积，即  $Z = \rho \cdot c$ 。

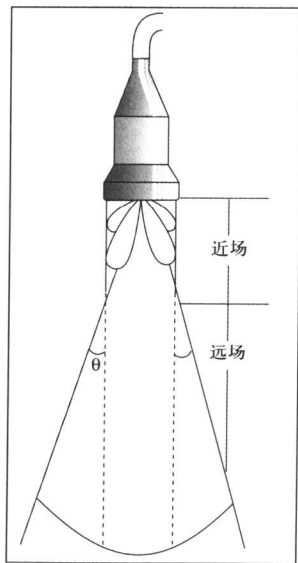


图 1-1-1 超声声场

两种不同特性阻抗的介质的特性阻抗差值称为这两种介质的声特性阻抗差，其接触面称声学界面。根据大小，分为大界面和小界面。通常习惯把直径小于2mm的组织结构界面视为小界面。对于大界面，根据其光滑程度，又可分为光滑界面和粗糙界面，前者也称镜面，后者也称非镜面。

当两种介质声阻抗差别大于0.1%时，就会产生能被超声仪器检测到的反射能量，而X线能分辨的密度差则要超过10%，因此，超声对软组织的密度分辨力是X线的100倍。

**3. 反射 (reflection)** 反射是指声波入射到界面上时引起声波部分或全部返回的过程。反射的条件是界面线度远大于波长。反射声波的强度和方向与构成界面介质的特性阻抗、入射波声压、入射角等因素有关。构成界面的两种介质特性阻抗相差（声特性阻抗差）越大，反射越强。入射角等于反射角（图1-1-2）。反射的强弱以反射系数  $R_i$  表示。反射系数与两介质的声阻抗有关，其关系见下式：

$$R_i = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$$

应当注意的是，体内各层界面的反射带来各层组织的声特性阻抗信息。超声诊断装置从回声强度的高低中提取信息所构成的超声图像，其实只是反映体内不同组织间声特性阻抗差的空间分布，并非独立的生理参量或物理量，这是超声图像诊断的特异性受到很大限制的主要原因。

**4. 折射 (refraction)** 折射是指声波在通过不同传播速度的介质传播的过程中发生空间传播方向改变的过程（图1-1-2）。声波在大界面上的折射服从折射定律：即入射角的正弦与折射角的正弦之比，等于界面两侧介质的声速之比，即

$$\sin \alpha / \sin \theta = c_1 / c_2$$

式中  $\alpha$  为入射角， $\theta$  为折射角， $c_1$  为第一介质的声速， $c_2$  为第二介质的声速。由上式可见，入射角声波垂直于界面时，不发生折射。两种介质的声传播

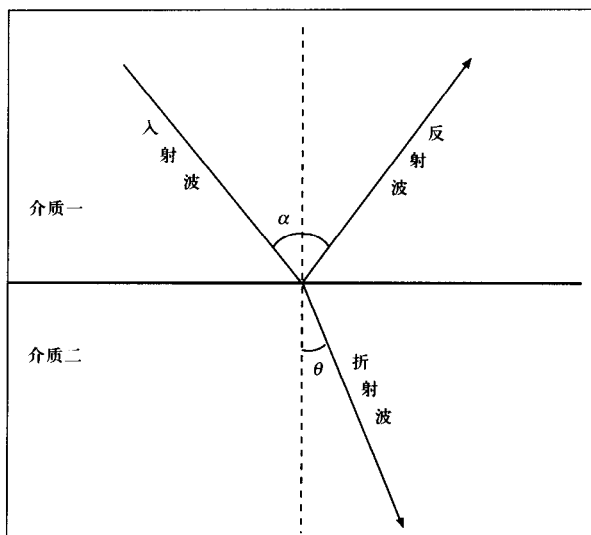


图 1-1-2 反射与折射

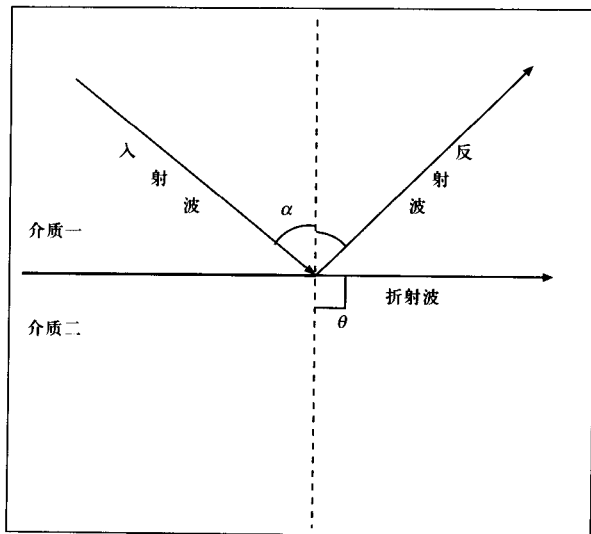


图 1-1-3 折射角等于 90° 的折射

速度决定了折射角的大小。在  $c_1 < c_2$  时，随着入射角的增大，折射角也增大。假设入射角达到  $b$  值时，折射角达到  $90^\circ$ ，则入射声波在界面上发生全反射（图 1-1-3）。无透射波进入深层介质，此时入射角  $b$  值称为临界角。声波经液体入射到人体皮肤，临界角为  $70^\circ \sim 80^\circ$ ，即入射角超过  $80^\circ$ ，则无透射声波。

5. 散射 (scattering) 超声波在传播过程中，遇到界面大小远小于波长的微小粒子，超声波与微粒互相作用后，大部分超声能量继续向前传播，小部分能量激发微粒振动，形成新的点状声源以球面波方式向各个方向发射传播，称为散射（图 1-1-4）。

当超声遇到相当数量的、大小远超过超声波波长小的微粒时，如：血液中的红细胞及其他有形成分时，则会出现这些血细胞向四周发射超声的现象，这就是血细胞的散射现象。正常血液有形成分散射的超声很弱，接近通常二维超声心动图仪接收器的噪音水平而被剔除，而多普勒超声血流测定技术通常观察的是与探头所发射声波传播方向相反的那一部分散射波，因而常常称为背向散射。

红细胞背向散射的超声强度与其频率四次方成正比，频率越高，散射越强。红细胞的直径与散射强度的六次方成正比，红细胞直径越大，散射的强度也越大。在一般生理情况下红细胞的直径在  $7 \sim 10 \mu\text{m}$  之间，相对较稳定，因此，单个红细胞本身对超声的散射也相对稳定。但血液是一种非牛顿流体，当流动速度减小时，由于剪切率减少，血液中的红细胞会聚集，形成钱串状、分支状和网状结构；当剪切率趋近于零时，血液可以形成一个巨大的聚集体。正常血液中有形成分散射超声能量远比组织血管界面反射回的能量微弱，而不为一般增益调节下的二维超声心动图所发现，因此，血液在二维声像图中所观察到的心腔内通常呈现液性暗区。然而，在容易出现红细胞聚集的病理性情况下，如风湿性心脏病、二尖瓣严重狭窄时，左房内血液由于排出受阻，而导致左房明显扩大，左房内的血液呈涡流，流动极为缓慢，因此，红细胞易于聚集而形成体积较大的聚集体颗粒，这些红细胞聚集所形成的颗粒可以看成为新的散射源。这些新的散射源对超声的散射强度有时可增大到足以在通常增益调节下的二维超声心动图得以观察到的程度，此时的左房内的血液像云雾或烟团一样在左房腔内或快或慢地翻转、滚动，即所谓的血液自发性显影。

6. 衍射 (diffraction) 超声波通过界面大小与波长相近的障碍物或不连接的介质时发生衍射，散射波又与入射波叠加形成衍射（图 1-1-5）。衍射导致入射波的波前畸变，或超声波的传播方向偏离，声波绕过障碍物后，仍按直线方向传播，又称绕射，它使超声波能够到达沿直线传播不能到达的区域。

7. 衰减 (attenuation) 超声波在介质中传播时，其总能量随着传播距离的增加而减

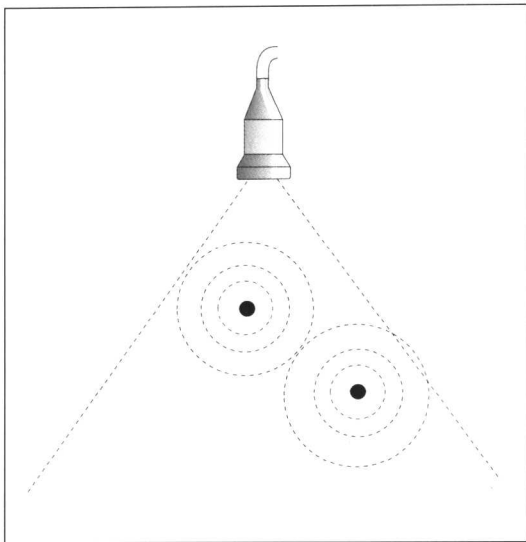


图 1-1-4 散射

弱,称为衰减。导致声衰减的主要原因为扩散、散射和吸收。扩散衰减指声波随着传播距离的增加向声轴周围扩散而引起的单位面积声能量的减少,即声强减弱。散射衰减是入射的声能发生分散,改变了传播方向,以致原超声波入射方向中的声能减少。散射衰减与频率的四次方成正比。因而高频声波衰减很快,穿透力较差。吸收衰减主要由于介质的黏滞性在声场中产生内部摩擦、弹性迟滞、热传导和弛豫吸收等原因所致。所以在气体和液体中,吸收衰减主要由内部摩擦和热传导造成,不存在弹性迟滞。

人体不同组织对入射声能的衰减不同。组织中以蛋白质对声能的衰减最大,特别是胶原蛋白与纤维组织、瘢痕组织更大。水分衰减最小,故凡含水量多的组织对超声衰减减低。

**8. 分辨力 (resolution)** 超声分辨力是指超声分辨一定距离的点目标的能力。通常包括纵向分辨力、横向分辨力和侧向分辨力。

**纵向分辨力 (longitudinal resolution)** 又称轴向分辨力,指超声仪器在声波传播方向分辨两个目标的最小距离。它与检测的超声频率成正比,此外还受到检测超声脉冲宽度,即发射的声脉冲持续时间的影响。

**横向分辨力 (transverse resolution)** 是指超声仪器在与声轴相交且垂直于扫查平面的直线方向上分辨两点间的最小距离。它与扫查声束的有效宽度有关。

**侧向分辨力 (lateral resolution)** 是指超声仪器在与声轴垂直且与扫查平面平行的直线上两点的最小距离。它等于扫查声束的侧向有效宽度,也即垂直于探头短轴方向的分辨力。

**9. 生物效应 (biological effect)** 一定强度的超声波在生物有机体内传播时,可引起生物体组织的功能或器质性的改变,即为超声的生物效应。常见的生物效应有热效应、机械效应和空化效应等。

**热效应:** 又称温热作用,指超声通过介质传播时,在介质的微粒间和分界面上的摩擦以及介质的吸收等使超声能量转化为热能,从而引起生物体的某种变化的现象。

**机械效应:** 指超声在介质中传播时,由于介质的质点振动,其位移、速度、加速度和声压等引起的各种力学效应。

**空化效应:** 指超声在辐射到体内液体时,在一定声强下,造成气泡的产生、膨胀以及崩溃的效应。按其形成和性质可分为稳定空化和瞬间空化两种类型。它是一种集聚能量的现象,能引起生物体、细胞、微生物的损伤和破坏。

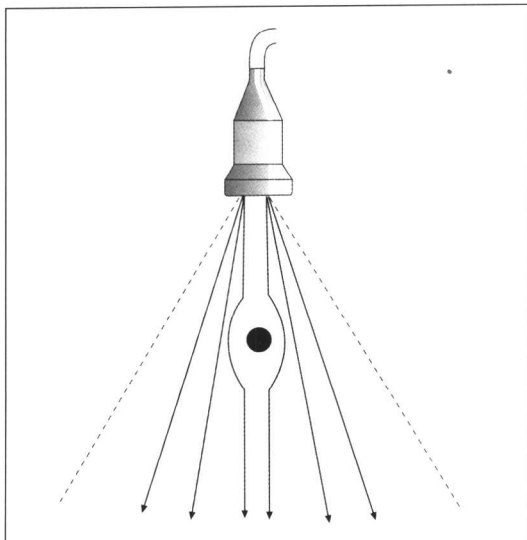


图 1-1-5 衍射

## 第二节 多普勒超声的基本原理及种类

接收器所接收到的声波频率随接收器与声源相对运动而发生改变,此现象称为多普勒效应。

多普勒效应首先于1842年奥地利物理学家和天文学家克里斯琴·约翰·多普勒(Christian Johann Doppler)描述,故此而得名。他在观察星球运动的光谱变化时发现,朝向地球运动的星球光谱向紫侧移位,表明其频率升高;背离地球运动的星球光谱向红侧移位,产生所谓的“红移”现象(red-shift),简称红移,表明其频率降低。后来Baysballo又将这一现象进行了声学研究,结果发现这种多普勒效应不仅可见于像光波这样的可在真空中传播的电磁波,也见于各种形式的必须通过介质传播的机械波。即振源与接收器相对运动时,接收器收到的振动波频率增高,而振源与接收器相离运动时,接收器收到的振动波频率降低。不论频率增加或减少均说明有频率差存在,也称为多普勒频移(Doppler shift)。

多普勒超声诊断技术中,探头的发射晶片与接收晶片无论是镶嵌在一起的(连续波多普勒)或是使用同一晶片兼作发射和接收的(脉冲多普勒),两组晶片之间不会发生相对运动,多普勒频移信号的产生是血液中的超声散射体相对于探头之间的运动引起的(图1-2-1)。

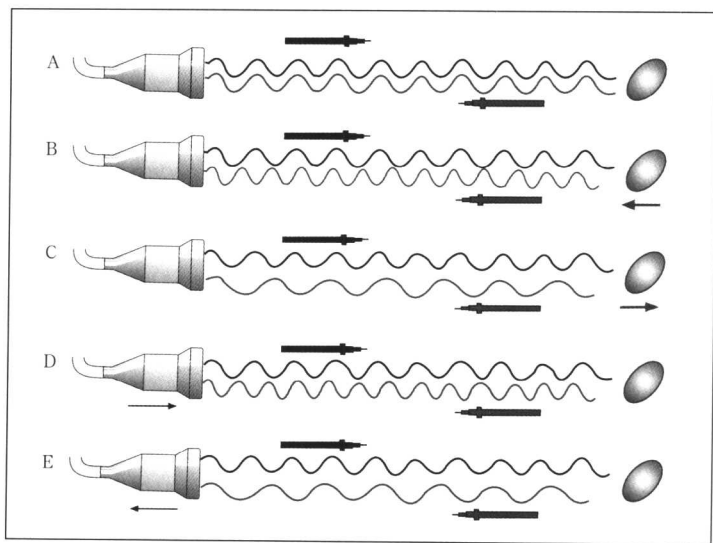


图1-2-1 多普勒效应

A: 探头和散射体静止; B: 探头静止, 散射体朝向探头运动; C: 探头静止, 散射体背离探头运动; D: 散射体静止, 探头朝向散射体运动; E: 散射体静止, 探头背离散射体运动

### 一、多普勒方程

若声源的发射频率为  $f_0$ , 声源与接收器的相对运动速度为  $v$ , 介质的声传播速度为  $c$ , 接收器接收到的频率为  $f$ , 则多普勒频移  $f_d$  就表示为:

$$f_d = f - f_0 = v f_0 / c$$

如果被探测组织运动方向与探头发出的声束方向的夹角为  $\theta_1$ , 返回的声束方向与运动方向的夹角为  $\theta_2$ , 则被探测组织运动速度相对于探头的实际运动速度需要用  $\cos\theta$  校正, 即分别为  $v \cos\theta_1$  和  $v \cos\theta_2$ , 于是多普勒总频移应为:

$$f_d = v f_0 \cos\theta_1 / c + v f_0 \cos\theta_2 / c$$

因为超声多普勒检查发射和接收为同一探头,所以可认为  $\theta_1 = \theta_2$ 。上述公式即简化为:

$$f_d = 2vf_0 \cos \theta / c$$

根据多普勒简化方程式可知:

### 1. $f_d$ 与 $f_0$ 、 $v$ 的关系

由于介质的声传播速度  $c$  是恒定的,当  $\theta$  一定时,  $f_d$  主要由  $f_0$  决定;而当  $f_d$  固定时,  $f_0$  越小,可测的血流速度就越大。因此如果想测得高速血流,就应该选择发射频率较低的探头。

### 2. $\theta$ 的改变与 $f_d$ 的关系:

(1) 当  $0^\circ < \theta < 90^\circ$  时,  $\cos \theta$  为正值,频率增高,  $f_d$  为正值,即血流方向朝向探头。

(2) 当  $90^\circ < \theta < 180^\circ$  时,  $\cos \theta$  为负值,频率减低,  $f_d$  为负值,即血流方向背离探头。

(3) 当  $\theta = 0^\circ$  或  $\theta = 180^\circ$  时,  $\cos \theta = \pm 1$ ,  $f_d$  最大,即血流方向与声束平行,在同一直线上同向或背向运动。

(4) 当  $\theta = 90^\circ$  时,  $\cos \theta = 0$ ,  $f_d$  为零,即血流方向与声束垂直,理论上无多普勒频移。

在实际工作中,由于心脏及大血管的结构是立体的,其内各部位的血流方向也是各不相同的,如果不注意操作方法往往不容易正好将某一部位的血流速度矢量轴放到所显示的二维切面图像之内。

由于超声检查常用的发射频率为 2~5MHz,而血液流速通常为数厘米到数米,所以范围在数百到数千赫兹之间,为人耳所能听到的范围。如能获得运动体的多普勒频移,并知道其方向,则我们就能够计算出其运动速度:

$$v = cf_d / 2 f_0 \cos \theta$$

多普勒超声诊断仪就是利用这一基本原理为基础设计的。

## 二、脉冲波多普勒技术

脉冲波多普勒 (pulsed wave Doppler, PWD), 又称脉冲式多普勒, 是最常用的一种频谱多普勒技术。

### (一) 基本原理

脉冲波多普勒采用单个换能器,作为声源发射一组脉冲波后,经过一定的时间延迟后,其又作为接收器接收一定时间范围的回声信号(图 1-2-2)。它以频谱的形式在时间轴(横轴)上加以展开,用以观察这种频谱与时间的变化关系,它所分析的是血细胞散射信号的频移成分。

1. 距离选通(range gating) 脉冲波多普勒沿超声束的不同深度对某一区域的多普勒信号进行定位探查的能力称为距离选通或距离分辨率(range resolution)。由于脉冲波多普勒向组织所发出的是一个脉冲波,当

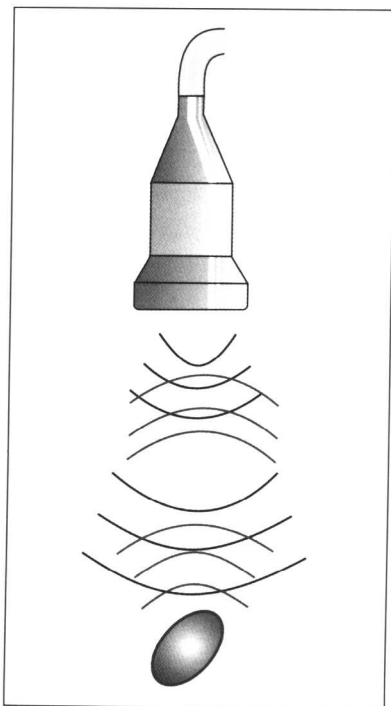


图 1-2-2 脉冲波多普勒原理示意图

这一脉冲波向组织深处传播时,沿声束方向上的组织各反射面、散射源都由浅入深依次向探头反射回波。这些返回信号是由浅入深依次到达探头的,而且超声在组织的传播速度可以看成是一个常数,故返回信号返回来的时间实际上代表这一信号来自组织的深度。从发射一个脉冲波算起,只要控制电子开关开启和关闭时间,就可以选择性接收所需点的血流回声信号进行分析,而把不需要的其他部位的回声信号除去。这就是脉冲多普勒技术的距离选通性。

2. 取样容积(sample volume) 用距离选通技术选择性地接收所需要分析的血流区域信号的过程称为取样(sampling),所选取的取样区域称为取样容积或靶容积(target volume)。取样容积实际上是一小段被超声波束所覆盖的那部分要分析的血流区域,其宽度为超声束在此深度上的直径,其长度取决于上述电子开关开启的持续时间,取样容积是一个三维的体积,其宽度和高度等于探查区域超声束截面的宽度和高度,其长度等于脉冲群的长度,即脉冲波的波长和脉冲波数目的乘积。从理论上讲,最短的取样容积应为一个超声波周期长度,但实际上,压电晶体在暂短的激励后需要大约三个周期才能达到共振,另外需要两个周期产生衰减性自由振荡,这样,尽管激励晶片的高频电压可以是等幅的电振荡,探头晶片实际上所输出的超声振动波的包络线却呈泪点形,通过改变加在晶片上的电压的时间可以调节取样容积的长度,多数仪器可调范围为1~10mm。发射一次脉冲,仅能取一次样,这样也只能得到血流在某一瞬间的频谱分布,或血流信息。人体内的血流特别是心脏及大血管的血流是不断变化的,为了得到随时间而变化的血流情况,就必须不断地发射脉冲,每发射一次脉冲取样一次,得到一系列随时间而变化的血流信号,从而得以观察血流变化情况。

3. 脉冲重复频率(pulse repetition frequency, PRF) 脉冲重复频率是指每秒发射的超声脉冲群的个数,因此,又称为取样频率(sampling frequency)。必须指出,脉冲重复频率不同于脉冲频率,后者是指每秒内脉冲波的个数,即探头的频率。在脉冲波多普勒技术中,脉冲频率为几兆赫(MHz),而脉冲重复频率一般只有几千赫(kHz)。依据取样定理,脉冲重复频率必须大于多普勒频移的两倍,才能准确地显示频移的方向和大小。

4. 尼奎斯特频率极限(Nyquist frequency limit) 脉冲重复频率的1/2称为尼奎斯特频率极限。如果多普勒频移 $f_d$ 大于PRF/2时,一方面Doppler频谱出现混叠、折返或模糊频率伪差,另一方面,超出最大测量深度的多普勒信号回声出现在本来不应该有多普勒回声的浅表部位,这种现象称为模糊范围。

## (二) 显示方式

1. 音频显示 尽管多普勒超声的发射频率在人耳可听范围之外,但多普勒频移的范围一般为1~200kHz,在人耳的可听范围之内。因此,频移信号输入扬声器,成为音频信号。音频信号可以反映血流的性质,即音调高、响度大代表血流的频率高、振幅大;反之,音调低、响度小代表血流的频率低、振幅小。因此实时监测音频信号,对提高诊断有很大帮助。

### 2. 频谱分析

(1) 频谱的方向:通常在基线(baseline)上方的频谱表示朝向探头方向的血流,其 $f_d$





为正值；而在基线下方的频谱表示背离探头方向的血流，其  $f_d$  为负值。

(2) 频谱的时相：配合同步心电图可显示频谱出现的时相，即收缩期或舒张期。

(3) 频谱的速度：可直接测得频谱的最大收缩期流速、最大舒张末期流速；描记频谱包络线后，可获得平均速度。

(4) 频谱的形态：包括单峰、双峰或三峰等。

(5) 频谱离散度：是指某一瞬间频谱曲线在纵坐标上的宽度，它代表某一特定时间取样容积或声束内红细胞速度分布范围。如果红细胞速度分布范围大，则频谱增宽；反之，则频谱变窄。

(6) 频谱的灰度：代表某一特定时间取样容积或声束内相同速度红细胞的多少。如果速度相同的红细胞数量越多，则频谱越亮；反之，则频谱越暗。它受到病人透声条件和增益大小的影响。

### (三) 影响因素

1. 取样深度 取样频率  $PRF$  与最大取样深度  $D_{max}$  的关系如下式：

$$PRF = c / 2D_{max}$$

由上式可知，取样点越深，一个脉冲到达取样点后，其回声再返回探头所需的时间就越长，脉冲重复频率就必然越低。或者说，对于一个给定的脉冲重复频率，就会有一个相应的最大取样深度。

最大可测深度、脉冲重复频率和最大可测血流速度这三者之间的关系是：测量深度越大，脉冲重复频率必须越小。脉冲重复频率越小，最大可测多普勒频移，即最大可测血流流速则越小，遇到超过最大可测血流流速的血流则会发生混叠现象和频率失真。因此，取样容积越深，所能测定的最大血流速度则越小。临床检查时常常选择距取样点近的探查部位，其原因之一就是为了提高最大可测血流速度。如用 2MHz 探头，探测 5cm 深度血流时，最大可测血流速度为 3m/s，这完全能够满足正常血流和一些异常血流的测定。但当用 5MHz 探头探查 20cm 深度血流时，最大血流速度仅有 0.3m/s。

因此在检查高速血流时，应尽量选取距取样点较近的声窗，以减小探查深度。

2. 探头频率 对给定的取样深度，探头频率越低，最大可测血流速度越高。如探查深度为 10cm 时，探头频率为 2.0MHz 和 5.0MHz 时，其最大可测血流速度分别为 1.5m/s 和 0.6m/s。

3. 声束与血流方向的夹角  $\theta$  由多普勒方程可知，当  $0^\circ < \theta < 90^\circ$  时， $\theta$  角越大，频移值越小，相应的最大可测血流速度就越大。

### (四) 优缺点

1. 优点 具有距离选通性，可精确定位所要探查的区域。

2. 缺点 所测最大流速受脉冲重复频率的限制。

### (五) 应用范围

(1) 用于正常瓣口或血管低速血流的定量分析。